

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-311711

(43)Date of publication of application : 09.11.2001

(51)Int.Cl.

G01N 27/26
G01N 27/327

(21)Application number : 2000-130158

(71)Applicant : MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD

(22)Date of filing : 28.04.2000

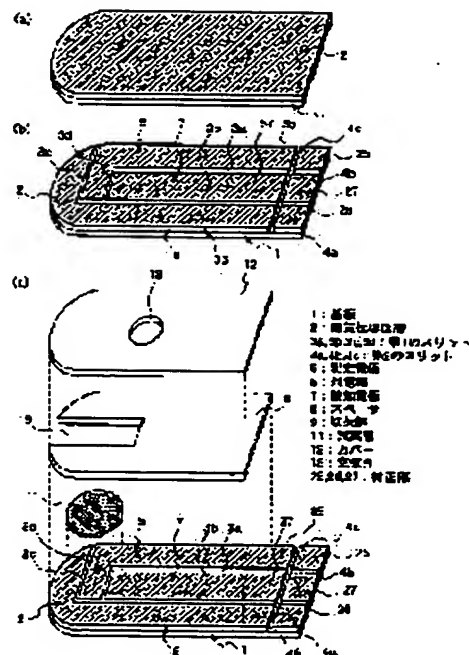
(72)Inventor : MIYAZAKI MASAJI
TOKUNAGA HIROYUKI
FUJIWARA MASAKI

(54) BIOSENSOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide such a biosensor that a measuring device can discriminate correction data in each manufacturing lot only by inserting the biosensor without inserting a correction chip.

SOLUTION: This biosensor having plural electrodes formed by dividing, by a first slit, an electroconductive layer formed on the whole surface or a part of an insulating board, and a reagent layer comprising a reagent to be reacted with a sample liquid, for outputting an electric change generated by the reaction between the sample liquid and the reagent layer, has information of the correction data corresponding to an output characteristic generated in each manufacturing lot of the biosensor and capable of being discriminated by the measuring device.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-311711
(P2001-311711A)

(43) 公開日 平成13年11月9日 (2001.11.9)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
G 0 1 N 27/26	3 7 1	G 0 1 N 27/26	3 7 1 A
27/327		27/30	3 5 3 J
			3 5 3 R

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2000-130158 (P2000-130158)

(22) 出願日 平成12年4月28日 (2000.4.28)

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72) 発明者 宮崎 正次

香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
子工業株式会社内

(72) 発明者 徳永 博之

香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
子工業株式会社内

(72) 発明者 藤原 雅樹

香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
子工業株式会社内

(74) 代理人 100081813

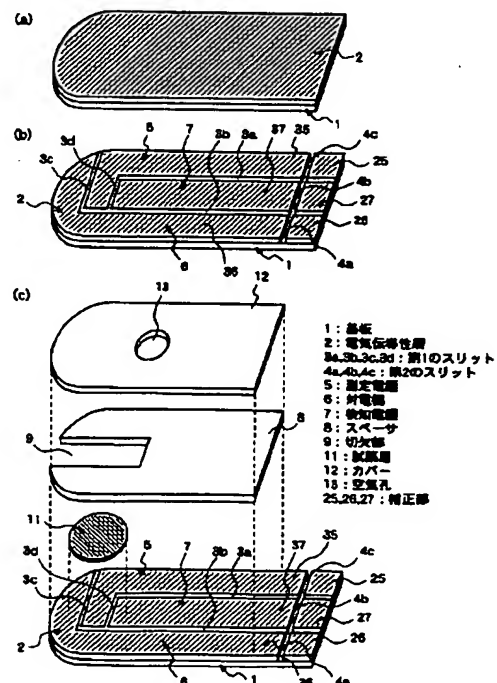
弁理士 早瀬 憲一

(54) 【発明の名称】 バイオセンサ

(57) 【要約】

【課題】 補正チップを挿入することなく、バイオセンサを挿入するだけで、測定器は製造ロット毎の補正データの判別が可能であるバイオセンサを提供する。

【解決手段】 絶縁性基板の全面または一部上に形成された電気伝導性層を第1のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液と前記試薬層との反応で生じる電気的変化を出力するバイオセンサであって、前記バイオセンサの製造ロット毎に生じる前記出力の特性に応じ、かつ測定器で判別が可能である補正データの情報を有する。



BEST AVAILABLE COPY

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 絶縁性基板の全面または一部上に形成された電気伝導性層を第 1 のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液と前記試薬層との反応で生じる電気的変化を出力するバイオセンサであって、前記バイオセンサの製造ロット毎に生じる前記出力の特性に応じ、かつ測定器で判別が可能である補正データの情報を有する、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 2】 請求項 1 に記載のバイオセンサにおいて、

一つまたは複数の前記電極を分割する第 2 のスリットを一本または複数本備え、

該第 2 のスリットの位置によって、前記補正データの情報を測定器が判別可能である、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 3】 請求項 1 または請求項 2 に記載のバイオセンサにおいて、

前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペースと、

該スペース上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備える、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 4】 請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、

前記電気伝導性層は前記絶縁性基板上にスパッタリング法によって形成されたものである、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 5】 請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、

前記第 1 のスリットおよび第 2 のスリットは、前記電気伝導性層をレーザで加工することで形成されたものである、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、試料液中に含まれる基質を定量するバイオセンサに関する。

【0002】

【従来の技術】 バイオセンサは、微生物、酵素、抗体等の生物材料の分子認識能を利用し、生物材料を分子識別素子として応用したセンサである。即ち、固定化された生物材料が、目的の基質を認識したときに起こる反応、微生物の呼吸による酸素の消費、酵素反応、発光などを利用したものである。

【0003】 バイオセンサの中でも酵素センサの実用化は進んでおり、例えば、グルコース、ラクトース、尿素、アミノ酸用の酵素センサは医療計測や食品工業に利用されている。酵素センサは、検体である試料液に含ま

れる基質と酵素との反応により生成する電子によって電子受容体を還元し、測定装置がその電子受容体の還元量を電気化学的に計測することにより、検体の定量分析を行う。

【0004】 以下、従来のバイオセンサについて図を用いて説明する。図 3 は、バイオセンサを測定器に挿入した状態を示した図である。図 4 は、従来のバイオセンサの斜視図を作成工程順に示した図である。101 はポリエチレンテレフタレート等からなる絶縁性の基板である。102 は基板 101 の表面上に形成された、カーボンや金属物質等からなる電気伝導性層である。103 a、103 b、103 c、103 d は電気伝導性層 102 に形成されたスリットである。105、106、107 は電気伝導性層 102 をスリット 103 a、103 b、103 c、103 d により分割することにより形成された電極であり測定電極、対電極、および検知電極である。108 は、測定電極 105、対電極 106、検知電極 107 を覆うスペースである。109 はスペース 108 の前縁部中央に設けられた、検体供給路を形成する長方形の切欠部である。10 は検体供給路の入口である。111 は測定電極 105、対電極 106、および検知電極 107 に酵素を含有する試薬を滴下によって塗布することで形成された試薬層である。112 はスペース 108 を覆うカバーである。113 はカバー 112 の中央部に設けられた空気孔である。14 はバイオセンサである。15 はバイオセンサ 14 を装着する測定器である。16 はバイオセンサ 14 を挿入するための測定器 15 の挿入口である。17 は測定結果を表示する測定器 15 の表示部である。

【0005】 図 4 (a) に示すように、基板 101 の表面全面に対して、電気伝導性層 102 をスクリーン印刷法等で形成する。次に図 4 (b) に示すように、レーザを用いて電気伝導性層 102 にスリット 103 a、103 b、103 c、103 d を形成し、測定電極 105、対電極 106 および検知電極 107 に電気伝導性層 102 を分割する。次に図 4 (c) に示すように測定電極 105、対電極 106 および検知電極 107 に、血糖値センサの場合は、酵素であるグルコースオキシターゼと電子受容体としてフェリシアン化カリウム等からなる試薬を滴下により塗布して試薬層 111 を形成する。次に測定電極 105、対電極 106 および検知電極 107 の電極の上に検体供給路を形成するための切欠部 109 を有するスペース 108 を設置する。さらにその上にカバー 112 を設置する。ここで、スペース 108 の切欠部 109 の一端は、カバー 112 に設けられた空気孔 113 に通じている。

【0006】 検体を測定するには、バイオセンサ 14 を図 3 に示すように測定器 15 の挿入口 16 に挿入する。次に、血液等の検体である試料液を検体供給路の入口 10 に供給すると、空気孔 113 によって毛細管現象で一

定量の検体が検体供給路内部に吸引され、対電極 106、測定電極 105、検知電極 107 上に達する。電極上に形成されている試薬層 111 は血液によって溶解し、試薬と検体との間に例えば酸化還元反応が生じ、測定電極 105 と対電極 106 との間に電気的变化が生じる。同時に検体供給路内部に正しく検体が満たされていれば、測定電極 105 と検知電極 107 との間にも電気的变化が生じる。これを感知して、測定電極 105、対電極 106 に電圧を印加すると、例えば血糖値センサであれば、グルコース濃度に比例した電流が発生し、その値より測定器 15 は、血糖値を測定し、該血糖値を表示部 17 に表示する。

【0007】このバイオセンサ 14 は製造ロット毎に出力特性の違いを生じる。測定器 15 において該出力特性の違いを補正する必要がある。測定器 15 は、前記製造ロット毎の出力特性に応じた補正データを備えており、バイオセンサ 14 の出力にその製造ロット毎に必要な補正を施して、正しい血糖値をもとめる。そのため、測定前に、製造ロット毎に指定された補正チップを測定器 15 の挿入口 16 に挿入することで、測定器 15 に、必要とする補正データの指定を行う必要がある。前記補正チップは、どの補正データを用いるかの情報を有し、挿入口 16 に挿入することで、測定器 15 は、必要な補正データを用意する。前記補正チップを挿入口 16 から抜き取り、バイオセンサ 14 を測定器 15 の挿入口 16 に挿入し、上述したように検体を測定する。測定器 15 は測定した前記電流値と前記補正データとから正しい血糖値をもとめ、該血糖値を表示部 17 に表示する。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、測定のたびに前記補正チップを挿入することは、煩わしく、前記補正チップを挿入することを忘れて、また、間違っ、例えば尿素測定用の補正チップを挿入したり、血糖値測定用であっても出力特性の異なる補正チップを挿入したりした場合には、測定結果に誤りが生じてしまうという問題があった。

【0009】本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、補正チップを挿入することなく、バイオセンサを挿入するだけで、測定器は製造ロット毎の補正データの判別が可能であるバイオセンサを提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、請求項 1 に記載のバイオセンサは、絶縁性基板の全面または一部上に形成された電気伝導性層を第 1 のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液と前記試薬層との反応で生じる電気的变化を出力するバイオセンサであって、前記バイオセンサの製造ロット毎に生じる前記出力の特性に応じ、かつ測定器で判別が可能である補

正データの情報を有することを特徴とする。

【0011】また、請求項 2 に記載のバイオセンサは、請求項 1 に記載のバイオセンサにおいて、一つまたは複数の前記電極を分割する第 2 のスリットを一本または複数本備え、該第 2 のスリットの位置によって、前記補正データの情報を測定器が判別可能であることを特徴とする。

【0012】また、請求項 3 に記載のバイオセンサは、請求項 1 または請求項 2 に記載のバイオセンサにおいて、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、該スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えることを特徴とする。

【0013】また、請求項 4 に記載のバイオセンサは、請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記電気伝導性層は前記絶縁性基板上にスパッタリング法によって形成されたものであることを特徴とする。

【0014】また、請求項 5 に記載のバイオセンサは、請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記第 1 のスリットおよび第 2 のスリットは、前記電気伝導性層をレーザで加工することで形成されたものであることを特徴とする。

【0015】

【発明の実施の形態】実施の形態 1. 本実施の形態 1 によるバイオセンサについて図を用いて説明する。

【0016】図 1 は、本実施の形態 1 によるバイオセンサの斜視図を作成工程順に示した図である。図 2 は、本実施の形態 1 によるバイオセンサの第 2 のスリットの形成例を示した平面図である。図 3 は、バイオセンサが測定器に挿入されている状態を示した図である。1 はポリエチレンテレフタレート等からなる絶縁性の基板である。2 は基板 1 の表面全面に形成された、例えば金やパラジウム等の貴金属やカーボン等の電気伝導性物質からなる電気伝導性層である。3 a、3 b、3 c、3 d は電気伝導性層 2 に設けられた第 1 のスリットである。5、6 および 7 は電気伝導性層 2 を第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d により分割することにより形成された電極であり、それぞれ測定電極、対電極および検体が検体供給路内部に確実に吸引されたかを確認するための電極である検知電極である。4 a、4 b および 4 c はそれぞれ対電極 6、検知電極 7 および測定電極 5 を分割する第 2 のスリットである。8 は、測定電極 5、対電極 6、検知電極 7 を覆うスペーサである。9 はスペーサ 8 の前縁部中央に設けられた検体供給路を形成する長方形の切欠部である。10 は検体供給路の入口である。11 は測定電極 5、対電極 6、および検知電極 7 に酵素を含有する試薬を滴下によって塗布することで形成された試薬層である。12 はスペーサ 8 を覆うカバーである。13 はカバー 12 の中央部に設けられた空気孔である。26、2

7 および 25 は、それぞれの電極である測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の終端部に設けられた補正部である。35、36 および 37 はそれぞれ測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 のカバー 12 から露出した部分のカバー 12 の周辺部にある測定部である。14 はバイオセンサである。15 はバイオセンサ 14 を装着する測定器である。16 はバイオセンサ 14 を挿入するための測定器 15 の挿入口である。17 は測定結果を表示する測定器 15 の表示部である。

【0017】図 1 (a) に示すように、基板 1 の全面に薄膜を形成する方法であるスパッタリング法によって、金やパラジウム等の貴金属薄膜の電気伝導性層 2 を形成する。なお、電気伝導性層 2 は基板 1 の表面全面でなく、電極を形成するのに必要な部分にのみ形成してもよい。

【0018】次に図 1 (b) に示すように、電気伝導性層 2 にレーザを用いて第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d を形成し、電気伝導性層 2 を測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 に分割する。また、レーザを用いて、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の電極に第 2 のスリット 4 a、4 b および 4 c を形成する。ここで、第 2 のスリット 4 a、4 b および 4 c は、すべての電極である測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 を分割しているが、第 2 のスリット 4 a、4 b および 4 c の設け方は、例えば、図 2 に示すような 8 通りの組合せが考えられる。図 2 (a) は第 2 のスリットを設けない場合であり、図 2 (b) は、対電極 6 にのみ第 2 のスリット 4 a を設けた場合であり、図 2 (c) は検知電極 7 にのみ第 2 のスリット 4 b を設けた場合であり、図 2

(d) は測定電極 5 にのみ第 2 のスリット 4 c を設けた場合であり、図 2 (e) は対電極 6 および検知電極 7 に第 2 のスリット 4 a および 4 b を設けた場合であり、図 2 (f) は測定電極 5 および対電極 6 に第 2 のスリット 4 c および 4 a を設けた場合であり、図 2 (g) は測定電極 5 および検知電極 7 に第 2 のスリット 4 c および 4 b を設けた場合であり、図 2 (h) は測定電極 5、対電極 6、および検知電極 7 のすべての電極に第 2 のスリット 4 c、4 a および 4 b を設けた場合を示す図である。これらの第 2 のスリット 4 a、4 b および 4 c の組合せで、測定器 15 に製造ロット毎の出力特性の違いを補正するための補正データの情報を判別可能とする。例えば、図 2 (a) の第 2 のスリットを設けない場合は製造ロット番号 1 番の出力特性を持つバイオセンサとし、図 2 (b) の対電極 6 にのみ第 2 のスリット 4 a を設けた場合は製造ロット番号 2 番の出力特性を持つバイオセンサとする。

【0019】なお、第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b、4 c を有する電気伝導性層 2 を形成するために必要なパターンが予め配置された印刷版やマスキング版などを用いたスクリーン

印刷法やスパッタリング法などで、基板 1 上に電極や第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b、4 c を形成してもよい。

【0020】なお、第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b、4 c を電気伝導性層 2 に設ける方法として、鋭利な先端を有する治具等により、電気伝導性層 2 の一部分を削ってもよい。

【0021】また、第 2 のスリット 4 a、4 b、4 c は、バイオセンサ 14 が完成した後に、その出力特性を調べてから形成しても良く、そうすることで、製造ロット毎の選別が確実に行える。

【0022】次に、図 1 (c) に示すように測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 に、血糖値センサの場合は、酵素であるグルコースオキシターゼと電子受容体としてフェリシアン化カリウム等からなる試薬を滴下により塗布する。

【0023】次に、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の電極の上に検体供給路を形成するための切欠部 9 を有するスペーサ 8 を設置する。

【0024】次に、スペーサ 8 の上にカバー 12 を設置する。ここで、スペーサ 8 の切欠部 9 の一端は、カバー 12 に設けられた空気孔 13 に通じている。なお、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の電極上にスペーサ 8 を形成した後に、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の切欠部 9 から露出している部分に試薬を滴下することにより試薬層 11 を形成してもよい。

【0025】バイオセンサで検体を測定する場合は、まず、バイオセンサ 14 を図 3 に示すように測定器 15 の挿入口 16 に挿入する。検体である試料液として血液を検体供給路の入口 10 に供給すると、空気孔 13 によって毛細管現象で一定量の検体が検体供給路内部に吸引され、対電極 6、測定電極 5、検知電極 7 上に達する。電極上に形成されている試薬層 11 が、検体である血液で溶解し、試薬と検体中の特定成分との間に酸化還元反応が生じる。ここで検体供給路内部に正しく検体が満たされていれば、対電極 6 と検知電極 7 との間に電気的変化が生じる。これによって検知電極 7 まで検体が吸引されていることを確認する。なお、測定電極 5 と検知電極 7 との間にも電気的変化が生じるので、これによって検知電極 7 まで検体が吸引されていることを確認しても良い。検知電極 7 まで検体が吸引されてから、一定時間、検体と試薬との反応を促進させた後、測定電極 5 と、対電極 6 もしくは対電極 6 および検知電極 7 の両方に一定の電圧を印加する。血糖値センサなので、グルコース濃度に比例した電流が発生し、その値を測定器 15 は測定する。以上の測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の各電極での電気的変化を測定器 15 は測定部 35、36 および 37 より感知する。

【0026】また、測定器 15 は、バイオセンサ 14 の各電極である測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7

が、第2のスリット4c、4aおよび4bで分割されているかどうかを調べる。例えば、測定部35と補正部25との間の電氣的な導通を調べれば、第2のスリット4cが形成されているのかがわかる。同様に測定部36と補正部26との間の電氣的な導通を調べれば第2のスリット4aが形成されているのかが、測定部37と補正部27との間の電氣的な導通を調べれば第2のスリット4bが形成されているのかがわかる。例えば、第2のスリットがどの電極にも形成されていない場合は、製造ロット番号1のバイオセンサである、図2(a)に示す状態なので、測定器15は、予め記憶している製造ロット番号1の出力特性に対応する補正データと前記測定した電流値とから血糖値を求めて、該血糖値を表示部17に表示する。同様に対電極6にのみ第2のスリット4aが形成されていれば、製造ロット番号2の出力特性に対応する補正データと前記測定した電流値とから血糖値をもとめて、該血糖値を表示部17に表示する。

【0027】なお、本実施の形態1では、血糖値センサについて述べたが、試薬層11の成分および検体を変えることで、血糖値センサ以外のバイオセンサとして、例えば、尿素センサやラクトースセンサ等に使用できる。その場合にも、第2のスリットの位置によって尿素センサやラクトースセンサの出力特性に対応する補正データの情報を測定器が判別可能であるようにしておけば、測定器15は予め記憶している尿素センサやラクトースセンサの出力特性に対応する補正データと電流値とから測定値をもとめて表示部17に表示する。

【0028】なお、本実施の形態1では電極が3つあるバイオセンサについて述べたが、電極の数はそれ以外の場合でもかまわない。また、第2のスリットは、一つの電極上に複数本設けてもよい。

【0029】このように、本実施の形態1によるバイオセンサにおいて、それぞれの電極を分割する第2のスリットがどの電極上に形成されているかで、どの製造ロットのバイオセンサかを判別可能であることとしたので、測定器にバイオセンサを挿入することでどの補正データが必要なかを測定器が判断できるので、操作者が補正チップ等を用いて補正データを入力する必要がなく、煩わしさがなくなり、操作ミスを防ぐことができるという効果を有する。また、試料液と反応させる試薬で形成された試薬層と、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、前記スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えたので、前記試料液が容易に前記検体供給路に吸引されることが可能であるという効果を有する。また、電気伝導性層は絶縁体基板の全面にスパッタリング法によって形成され、第1のスリットで複数の電極に分割されることとしたので高精度の電極を作成でき、測定の精度が上がるという効果を有する。また、第

1のスリットおよび第2のスリットをレーザで形成することとしたので、精度の高い加工ができ、各電極の面積を高精度に規定することができ、また、各電極の間隔を狭くできるのでバイオセンサの小型化を図ることができるという効果を有する。

【0030】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の請求項1に記載のバイオセンサによれば、絶縁性基板の全面または一部上に形成された電気伝導性層を第1のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液と前記試薬層との反応で生じる電氣的变化を出力するバイオセンサであって、前記バイオセンサの製造ロット毎に生じる前記出力の特性に応じ、かつ測定器で判別が可能である補正データの情報を有することとしたので、測定器にバイオセンサを挿入することでどの補正データが必要なかを測定器が判断することができ、操作者が補正チップ等を用いて補正データの情報を入力する必要がなく、煩わしさがなくなり、操作ミスを防ぎ、正しい結果を得ることができるという効果を有する。

【0031】また、本発明の請求項2に記載のバイオセンサによれば、請求項1に記載のバイオセンサにおいて、一つまたは複数の前記電極を分割する第2のスリットを一本または複数本備え、該第2のスリットの位置によって、前記補正データの情報を測定器が判別可能であることとしたので、複数の製造ロットに対応して、補正データを指示することができ、測定器にバイオセンサを挿入することでどの補正データが必要なかを測定器が容易に判断することができ、操作上の煩わしさがなくなり、操作ミスを防ぎ、正しい結果を得ることができるという効果を有する。

【0032】また、本発明の請求項3に記載のバイオセンサによれば、請求項1または請求項2に記載のバイオセンサにおいて、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、該スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えることとしたので、試料液が容易に前記検体供給路に吸引されることが可能であるという効果を有する。

【0033】また、本発明の請求項4に記載のバイオセンサによれば、請求項1ないし請求項3のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記電気伝導性層は前記絶縁性基板上にスパッタリング法によって形成されたものであることとしたので、精度が高い薄膜が形成でき、高精度の電極を作成でき、測定の精度が上がるという効果を有する。

【0034】また、本発明の請求項5に記載のバイオセンサによれば、請求項1ないし請求項4のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記第1のスリットおよび第2のスリットは、前記電気伝導性層をレーザで加工す

ることで形成されたものであることとしたので、精度の高い加工ができ、各電極の面積を高精度に規定することができるという効果を有する。また、各電極の間隔を狭くできるのでバイオセンサの小型化を図ることができるという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本実施の形態 1 によるバイオセンサの斜視図を作成工程順に示した図である。

【図 2】本実施の形態 1 によるバイオセンサの第 2 のスリットの形成例を示した平面図である。

【図 3】バイオセンサが測定器に挿入されている状態を示した図である。

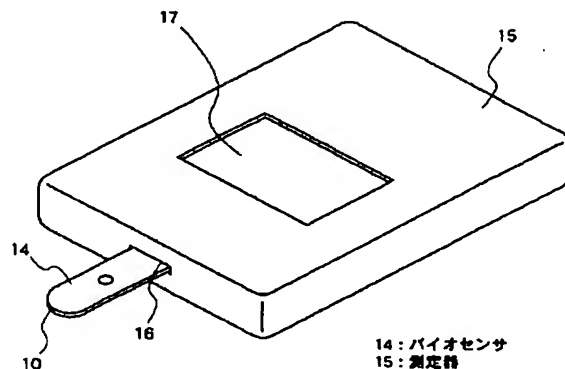
【図 4】従来のバイオセンサの斜視図を作成工程順に示した図である。

【符号の説明】

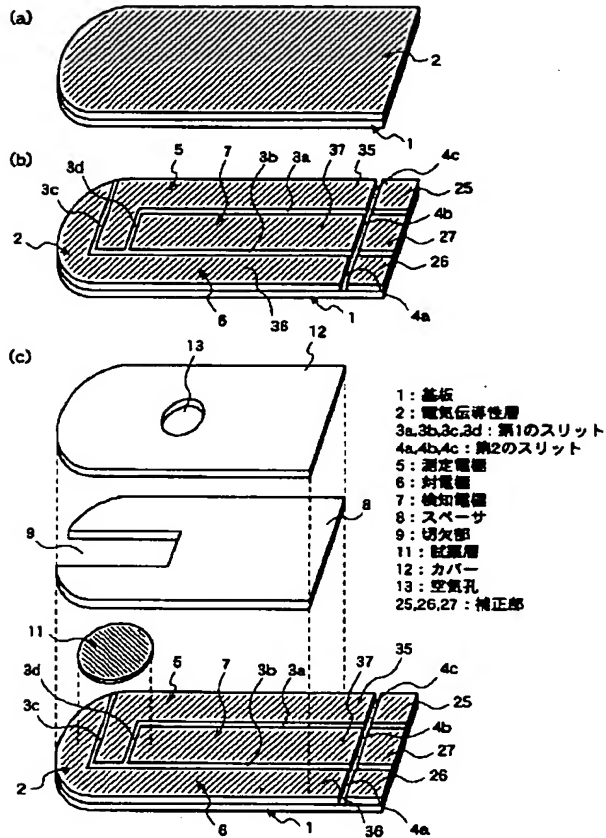
- 1 基板
- 2 電気伝導性層
- 3 a 第 1 のスリット
- 3 b 第 1 のスリット
- 3 c 第 1 のスリット
- 3 d 第 1 のスリット
- 4 a 第 2 のスリット
- 4 b 第 2 のスリット
- 4 c 第 2 のスリット
- 5 測定電極
- 6 対電極
- 7 検知電極
- 8 スペース
- 9 切欠部

- 10 検体供給路の入り口
- 11 試薬層
- 12 カバー
- 13 空気孔
- 14 バイオセンサ
- 15 測定器
- 16 バイオセンサ挿入口
- 17 表示部
- 25 補正部
- 26 補正部
- 27 補正部
- 35 測定部
- 36 測定部
- 37 測定部
- 101 基板
- 102 電気伝導性層
- 103 a スリット
- 103 b スリット
- 103 c スリット
- 103 d スリット
- 105 測定電極
- 106 対電極
- 107 検知電極
- 108 スペース
- 109 切欠部
- 111 試薬層
- 112 カバー
- 113 空気孔

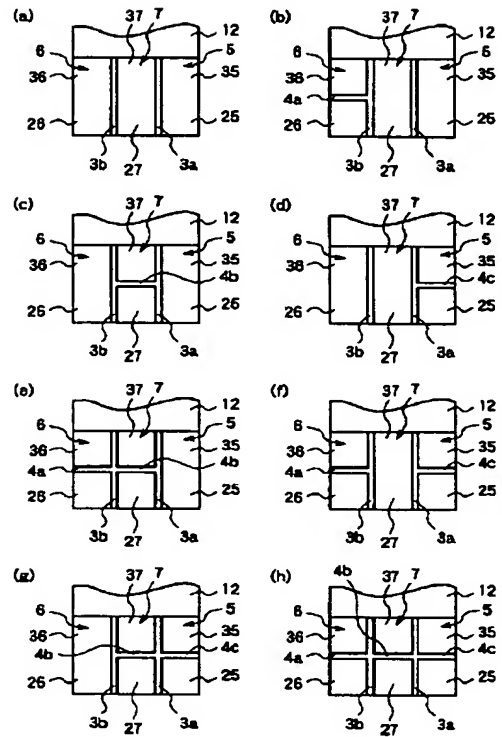
【図 3】



【図1】

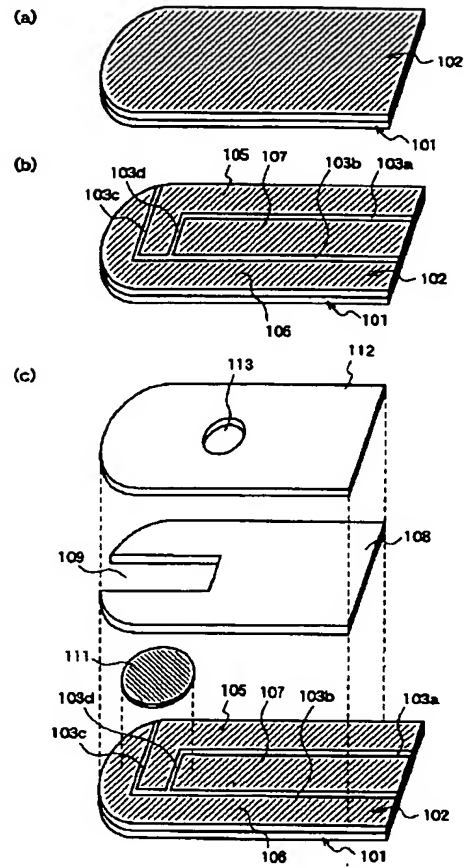


【図2】



BEST AVAILABLE COPY

【図 4】



BEST AVAILABLE COPY